



# Diseño óptimo de sondas de superficie (antenas) para IRM

## Optimal design for MRI surface coils

\* Grupo de Bioingeniería y Telemedicina. Universidad Politécnica. Madrid. \*\* Unidad RMN. Instituto Pluridisciplinar. Universidad Complutense. Madrid.

### Resumen

**Objetivo:** Demostrar la posibilidad de diseñar y construir sondas de superficie o antenas específicas para la visualización de cada tejido en particular; haciendo uso de la técnica IRM, de modo que los resultados obtenidos sean muy superiores a los que se consiguen mediante una sonda de superficie de propósito general.

**Material y métodos:** El estudio ha sido realizado por el Grupo de Bioingeniería y Telemedicina de la Universidad Politécnica de Madrid y se ha llevado a cabo en el Instituto Pluridisciplinar en la Universidad Complutense de Madrid, que cuenta con un equipo de resonancia BIOSPEC BMT-47/40 de Bruker. Se han diseñado sondas de superficie construidas a la medida de la región que se desea estudiar, optimizadas de modo que la homogeneidad del campo excitador de la muestra fuera lo más elevada posible, reduciendo además el artefacto de iluminación. Inicialmente se obtuvieron imágenes de un fantoma esférico de 50 mm de diámetro lleno de agua para luego adquirir imágenes de ratas y conejos de laboratorio.

**Resultados:** Las imágenes adquiridas han permitido la comparación de los resultados obtenidos con la sonda comercial proporcionada por el fabricante del equipo y las sondas diseñadas; con estas últimas se consiguen imágenes de mayor calidad, pues además de poder visualizar tejidos más profundos en la muestra disminuye el artefacto de iluminación.

**Conclusiones:** La construcción de sondas de superficie específicas para visualizar un determinado tejido o región anatómica permite mejorar la calidad de las imágenes. La extensión natural de este proyecto actualmente en curso consiste en traspasar estos resultados a equipos destinados a imagen para humanos.

**Palabras clave:** Antenas de superficie, RM.

### Summary

**Objective:** To demonstrate the possibility of designing and constructing specific surface coils or antennae for MRI viewing of each particular tissue, producing better results than those provided by a general purpose surface coil.

**Material and methods:** The study was performed by the Bioengineering and Telemedicine Group of Madrid Polytechnical University and was carried out at the Pluridisciplinary Institute of the Universidad Complutense in Madrid, using a BMT-47/40 BIOSPEC resonance unit from Bruker. Surface coils were custom-designed and constructed for each region to be studied, and optimized to make the specimen excitation field as homogeneous as possible, in addition to reducing the brightness artifact. First, images were obtained of a round, water phantom measuring 50 mm in diameter, after which images of laboratory rats and rabbits were obtained.

**Results:** The images thus acquired were compared with the results obtained with the coil provided by the manufacturer of the equipment, and were found to be of better quality, allowing the viewing of deeper tissue for the specimen as well as reducing the brightness artifact.

**Conclusions:** The construction of surface coils for viewing specific tissues or anatomical regions improves image quality. The next step in this ongoing project will be the application of these concepts to units designed for use in humans.

**Key words:** Surface coils, MRI.

Rivera, M.; Vaquero, J. J.; Santos, A. et al. Diseño óptimo de sondas de superficie (antenas) para IRM.

Correspondencia:

JUAN JOSÉ VAQUERO. Grupo de Bioingeniería y Telemedicina. ETSI Telecomunicación. Ciudad Universitaria, s/n. 28040 Madrid.

### INTRODUCCIÓN

Las sondas de superficie (antenas) se utilizan ampliamente en imagen de RM (resonancia magnética) para mejorar la resolución en la visualización de zonas superficiales muy localizadas debido a su elevada sensibilidad en la región adyacente a la bobina. Toda sonda de superficie está constituida por una bobina encargada de la transmisión del pulso excita-

dor (si es transmisora/receptora) y de la recepción de la señal que procede de la muestra. Además incluyen un circuito electrónico que sintoniza y adapta la bobina al equipo de resonancia utilizado.

La imagen de RM procede de la descodificación de la señal que se obtiene a partir de la tensión inducida en la bobina receptora originada por la relajación del vector magnetización (1-5). Esta señal ( $s$ ) procedente de los tejidos viene acompañada de ruido indeseado ( $r$ ). Tanto la señal como el ruido tienen las mismas unidades físicas y se miden en voltios. Su cociente es una magnitud adimensional denominada relación señal-ruido ( $s/r$ ). Cuanto mayor sea esta relación mejor será la calidad de la imagen reconstruida (6, 7).

Las antenas de superficie permiten seleccionar un campo de visión (FOV: *Field Of View*) mucho más pequeño que el de las antenas de cuerpo entero y proporcionan un buen compromiso entre la señal inducida y el ruido recibido, con lo que se obtiene una mejora sustancial de la  $s/r$ .

## La señal

La señal inducida en una antena receptora por un elemento  $i$ -ésimo de volumen de un determinado tejido es proporcional a:

$$s_i \propto (M_{xy})_i \cdot (B_{1xy})_i$$

siendo  $(M_{xy})_i$  la componente transversal del vector magnetización del elemento de volumen y  $(B_{1xy})_i$  la sensibilidad de la antena receptora en la posición donde se encuentra dicho elemento de volumen. La sensibilidad se calcula, según el principio de reciprocidad, como la componente transversal del campo magnético que induciría la antena receptora en cada punto si funcionara como transmisora circulando por ella una corriente unidad (1, 6).

El problema fundamental que presentan las antenas o sondas de superficie es que la sensibilidad es función de la posición en el espacio en el que se encuentra cada elemento de volumen (1-3). Cuanto más uniforme sea el mapa de sensibilidad de la sonda mayor será la correlación entre la imagen obtenida y la verdadera distribución de los tejidos. Idealmente, la sensibilidad de la antena tendría que ser igual en todos los elementos de volumen y, por tanto, la señal obtenida sólo dependería de las características de la muestra. Esta falta de uniformidad, conocida como *artefacto de intensidad* o *iluminación*, da lugar a que la señal esté modulada por la influencia de la antena receptora, de modo que la imagen no sólo dependerá de la muestra, sino también de la geometría y posición de la antena (Fig. 1).

La sensibilidad de la antena es mayor cuanto más próximo se encuentre el tejido que se desea estudiar a la superficie de la misma (Fig. 1A). He aquí el segundo inconveniente que plantean estas estructuras: es necesario que la antena se encuentre lo más cercana posible a la muestra. Para las antenas de cuerpo entero la sensibilidad es prácticamente constante en todo el plano de la simulación realizada mediante ordenador (Fig. 1B). Sin embargo, el valor medio de sensibilidad es menor que para la sonda de superficie. La resolución de estas antenas es inferior a la de superficie, pues se necesita escoger una rodaja más gruesa para alcanzar la misma intensidad de señal con la misma muestra.

En resumen, podemos deducir que para que la señal deseada captada con una sonda de superficie presente las mejores condiciones es necesario diseñar la antena a la medida de la región que se quiere estudiar, con un mapa de sensibilidad suficientemente homogéneo en la zona de interés.

## El ruido

La tensión de ruido presente en la recepción se calcula como la raíz cuadrada de la suma de la potencia desperdiciada por causa de los distintos mecanismos de pérdidas que se generan en todo sistema de RM. Aquí sólo se van a considerar las dos fuentes de ruido más importantes que son las producidas por las pérdidas en la antena de recepción y en la muestra. Las pérdidas debidas a la muestra son provocadas a su vez por dos mecanismos distintos, por lo que se denominan pérdidas inductivas y pérdidas dieléctricas.

Las pérdidas en la antena se deben a la resistencia de efecto pelicular del hilo conductor y, por tanto, aumentan con la frecuencia (8). Estas pérdidas disminuyen incrementando la sección del conductor de la antena receptora. También es posible reducirlas recubriendo dicho conductor con un baño de plata.

Las pérdidas inductivas se deben a la potencia disipada por el campo magnético oscilante en la muestra y están presentes siempre. El campo magnético oscilante es el encargado de excitar la muestra para la posterior generación de la señal de resonancia. Si la potencia depositada sobre un determinado tejido de la muestra es elevada se pueden generar *puntos calientes* (incremento anormal de la temperatura local de la muestra), con lo que el tejido corre el riesgo de ser dañado (9, 10).

Las pérdidas dieléctricas en la muestra son causadas por la existencia de una diferencia de voltaje entre las distintas partes de la antena receptora, lo que provoca la aparición de un campo electrostático tanto en el aire como en los materiales dieléctricos que se encuentran alrededor, como es la propia muestra (7, 8, 11). El efecto fundamental de las pérdidas dieléctricas es la desintonización del circuito de recepción, que conduce a una disminución de la señal captada. Estas pérdidas son reducidas realizando un diseño simétrico (también denominado *diseño balanceado*) de la sonda de superficie, con lo que se consiguen rebajar a la cuarta parte las pérdidas generadas por el diseño no balanceado equivalente. Se alcanzan aún mejores resultados si además se distribuye el condensador de sintonía a lo largo de la bobina receptora (11), colocando varios condensadores equivalentes en lugar de un único condensador.

Las sondas de superficie más utilizadas en la práctica consisten en diseños cuya sintonía y adaptación son ajustables mediante dos y tres variables, siendo en general los condensadores los componentes que se modifican. Con este tipo de sondas es prácticamente imposible conseguir un circuito perfectamente simétrico, tal y como sería deseable según lo expuesto anteriormente.

Actualmente se están desarrollando lo que se denominan sondas acopladas inductivamente; estos diseños resuelven algunos de los problemas planteados por las sondas anteriores. La principal característica de las sondas acopladas inductivamente es que presentan un diseño simétrico, propiedad muy

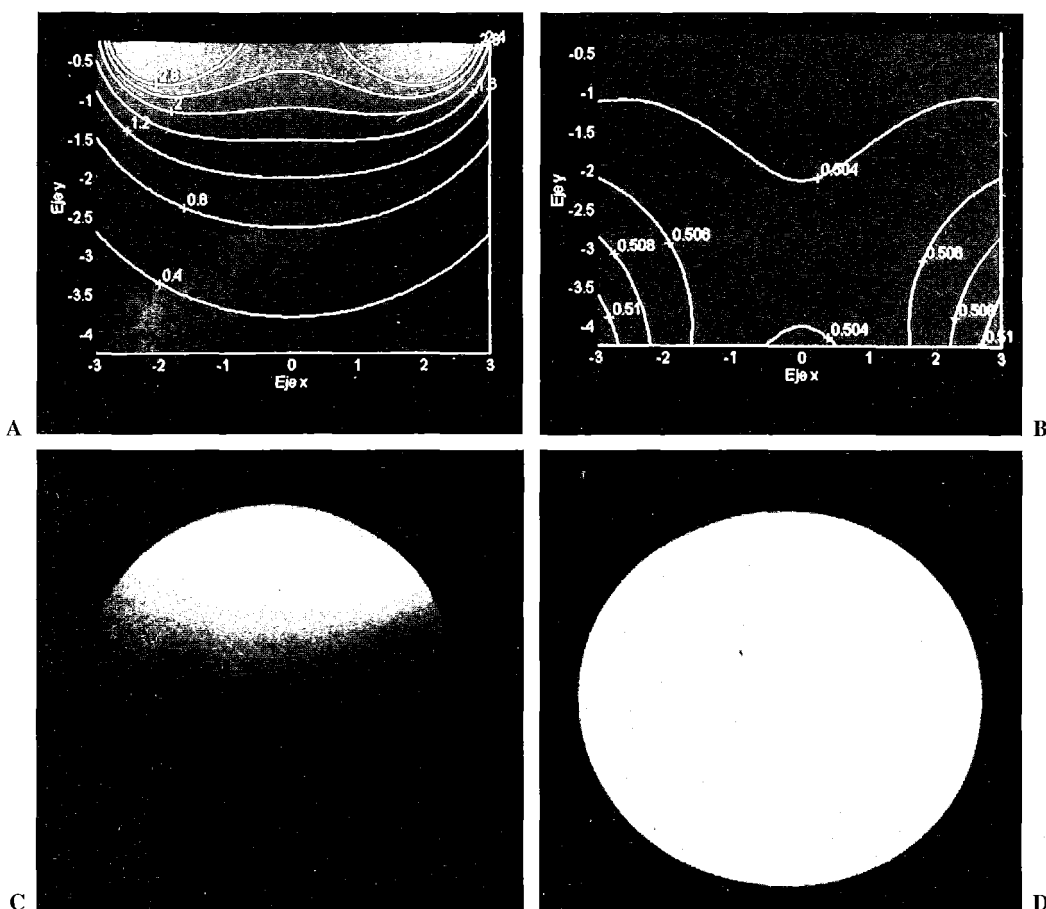


Fig. 1.—A) Mapa de sensibilidad en unidades arbitrarias de una antena de superficie espiral plana de 4,8 cm de diámetro situada en el plano  $Y = 0$  y con su centro coincidiendo con el de coordenadas. El plano de simulación es  $Z = 0$  (plano X-Y). Se puede comprobar que la sensibilidad es mayor en las proximidades del plano donde se encuentra la antena. B) Mapa de sensibilidad en  $Z = 0$  para una antena de cuerpo entero tipo silla de montar de 40 cm de diámetro y 60 cm de longitud. C) Imagen de una esfera de 5 cm de diámetro llena de agua en  $Z = 0$ . Se comprueba que la correlación entre el mapa de sensibilidad y la imagen es muy buena. El corte es de 1 mm. D) Imagen de la esfera completa con la antena de cuerpo entero. El corte es de 5 mm.

deseable con la que se asegura la reducción de las pérdidas dieléctricas antes mencionadas (11, 12). Además, la adaptación se consigue mediante el acoplo entre las antenas con un simple desplazamiento. Esta es la razón por la que se denominan sondas ajustables mediante una variable, ya que solamente se modifica el condensador de sintonía (Fig. 2A).

## MATERIAL Y MÉTODOS

La sonda de superficie inductivamente acoplada que se presenta (GBT-SS-1) está constituida por dos espiras arrolladas sobre un soporte de teflón (Fig. 2B) que proporciona un buen acoplo electromagnético entre ambas. El soporte tiene el interior hueco para poder facilitar la colocación de la muestra lo más próxima posible a la bobina receptora y aumentar así el nivel de homogeneidad del mapa de sensibilidad. La antena receptora, constituida por una espiral de inductancia  $L_R$ , tiene 4,8 cm de diámetro y la sección del conductor de cobre es de 4 mm, con lo que se consigue disminuir las pérdidas debidas a la antena; en este prototipo no se ha planteado el recubrimiento de plata por razones de coste. El condensador de sintonía de

capacidad  $C_R$  se ha distribuido a lo largo de la espira receptora para disminuir las pérdidas dieléctricas; se han utilizado condensadores variables no magnéticos (Fig. 2C). La espira de acoplo de inductancia  $L_C$  tiene 3 cm de diámetro y 2 mm de sección.

El equipo de resonancia para el que ha sido diseñada la sonda (BIOSPEC BMT-47/40 de Bruker) dispone de un imán con un campo magnético de 4.7 T, con lo que la frecuencia de resonancia para  $^1H$  es de 200 MHz. La sonda GBT-SS-1 trabaja en el modo transmisión-recepción, es decir, se encarga tanto de generar el campo magnético oscilante que desplaza el vector magnetización resultante de su posición de equilibrio como de captar posteriormente la señal de resonancia inducida por dicho vector.

Para poder comparar la calidad de las imágenes conseguidas con la sonda de superficie de propósito general que proporciona el fabricante con el equipo y la sonda GBT-SS-1 se midió la relación  $s/r$  utilizando como muestras primero un fantoma (esfera de 50 mm de diámetro rellena de agua), y posteriormente una rata albina Wistar y un conejo de laboratorio.

Se realizaron imágenes rápidas de eco del espín del fantoma mediante la secuencia *Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement* (RARE) (13); en concreto se obtuvieron cinco cortes centrales

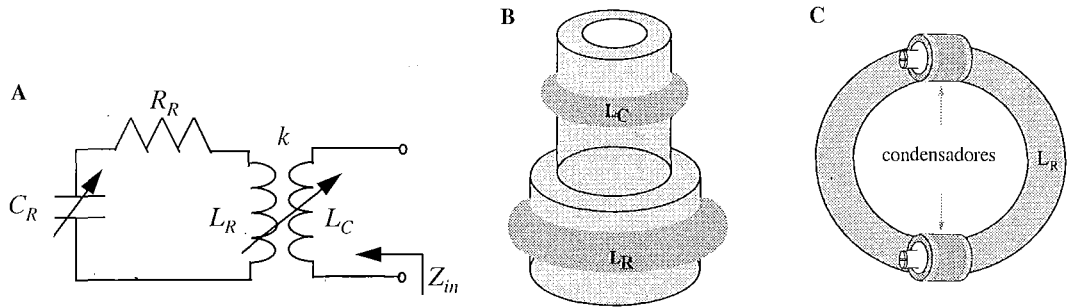


Fig. 2.—A) Circuito equivalente de una sonda inductivamente acoplada. La adaptación de la sonda se consigue variando la separación longitudinal de las espiras. B) Sonda de superficie inductivamente acoplada GBT-SS-1.  $L_R$  es la espira de recepción y  $L_C$  la de acoplo. C) Detalle de la antena  $L_R$  con los condensadores de sintonía distribuidos a lo largo de la misma.

y consecutivos de distintos espesores (0,5, 1, 2 y 3 mm) con las dos sondas. Todas las imágenes cubren un FOV de 60 mm y el tamaño de la matriz de imagen es de  $256 \times 256$  píxeles. La señal y el ruido se midieron considerando un área cuadrada de 20 píxeles de lado, correspondiente en este caso a 4,68 mm. Para la señal dicho área se situó donde la homogeneidad era más elevada, mientras que para el ruido se posicionó en el fondo de la imagen. Los resultados se resumen en la tabla I.

Las imágenes de la rata de las figuras 3 y 4 fueron obtenidas también mediante la secuencia RARE. Se realizaron cortes coronales y transversales de distintos espesores, tanto con la sonda comercial como con la GBT-SS-1. El FOV es de 50 mm y el tamaño de la matriz de imagen es de  $256 \times 256$  píxeles; la anchura de corte es de 1 mm,  $TR = 1.500$  ms,  $TE = 20$  ms y una acumulación (NEX). La señal se midió sobre un área cuadrada de 20 píxeles de lado (3,9 mm) situada en ambos cortes sobre el cerebro de la rata, y el ruido se calculó del mismo modo que para la fantoma. La tabla II reúne los datos de comparación entre ambas sondas.

Las imágenes de la rata de la figura 5 corresponden a tres cortes oblicuos consecutivos, siendo el ángulo de corte de  $67^\circ$  respecto a un corte coronal, que se obtuvieron mediante la secuencia *MultiSlice-MultiEcho* (MSME) utilizando la sonda GBT-SS-1. El FOV es de 60 mm y el tamaño de la matriz es de  $256 \times 256$  píxeles; la anchura de corte es de 1 mm,  $TR = 500$  ms,  $TE = 25$  ms y una acumulación (NEX).

TABLA I  
COMPARACIÓN DE LA RELACIÓN SEÑAL-RUIDO ( $s/r$ )  
PARA DISTINTAS IMÁGENES REALIZADAS SOBRE  
UN FANTOMA RELLENO DE AGUA

Caráct. imagen	Vol. pixel (mm <sup>3</sup> )	Sonda comercial				Sonda GBT-SS-1			
		( $s/r$ ) <sub>1</sub> (nat)	( $s/r$ ) <sub>1</sub> (dB)	( $s/r$ ) <sub>2</sub> (nat)	( $s/r$ ) <sub>2</sub> (dB)	( $s/r$ ) <sub>1</sub> (nat)	( $s/r$ ) <sub>1</sub> (dB)	( $s/r$ ) <sub>2</sub> (nat)	( $s/r$ ) <sub>2</sub> (dB)
Corte 0,5	0,027	26,07	14,16	17,05	12,31	58,78	17,69	38,51	15,85
1	0,055	51,84	17,15	33,93	15,30	93,64	19,71	61,38	17,88
2	0,110	88,98	19,49	58,28	17,65	121,93	20,86	79,98	19,02
3	0,165	108,69	20,36	73,25	18,65	136,78	21,36	89,70	19,52

Detalles en el texto. Vol. pixel: Volumen del pixel. ( $s/r$ )<sub>1</sub>: Relación señal-ruido calculada como el cociente entre el valor medio de la señal homogénea y la desviación estándar del ruido de la imagen. ( $s/r$ )<sub>2</sub>: Relación señal-ruido calculada a partir de las expresiones obtenidas por Henkelman. (nat): Relación señal-ruido en unidades naturales. (dB): Relación señal-ruido en decibelios.

Para la obtención de las imágenes de la rodilla del conejo se utilizó otro prototipo de sonda receptora de 30 mm adaptado a esa región anatómica en concreto (GBT-SS-2); también mediante la secuencia RARE, sobre un FOV de 25 mm, anchura de corte de 0,5 mm,  $TR = 2.000$  ms,  $TE = 13$  ms y ocho acumulaciones (NEX).

Tanto la rata como el conejo se anestesiaron intraperitonealmente con Ketolar (10 mg/kg).

El cálculo de la  $s/r$  se efectuó mediante dos expresiones diferentes:

— ( $s/r$ )<sub>1</sub>: Cociente del valor medio de la señal  $\bar{x}_s$  y la desviación estándar  $\sigma_r$  del ruido, es decir:

$$(s/r)_1 = \frac{\bar{x}_s}{\sigma_r}$$

— ( $s/r$ )<sub>2</sub>: Obtenido a partir de las conclusiones de R. Henkelman (14) y solamente válido para imágenes calculadas como el módulo de la transformada de Fourier; se tienen en cuenta los factores de corrección para calcular la amplitud de la señal en presencia de ruido:

$$(s/r)_2 = \frac{A}{\sigma}$$

$$\sigma = \frac{\sigma_r}{0,655}$$

$$A = \sqrt{(\bar{x}_s)^2 + (\sigma_s)^2 - 2 \cdot (\sigma_s)^2}$$

siendo A la amplitud de la señal,  $\sigma$  el ruido,  $\sigma_r$  la desviación estándar del ruido,  $\bar{x}_s$  el valor medio de la señal y  $\sigma_s$  la desviación estándar de la señal.

## RESULTADOS

En la tabla I se muestran los resultados obtenidos de las imágenes del fantoma para las dos expresiones del cociente  $s/r$ , expresadas en unidades naturales y en decibelios (dB), y que se consiguieron calculando la media de dichos cocientes para cada uno de los cinco cortes consecutivos. Como se puede comprobar, en todos los casos las imágenes adquiridas con el prototipo poseen una  $s/r$  mayor. Un análisis visual de las imágenes permiten apreciar una mayor homogeneidad en las imágenes adquiridas con las sondas GBT-SS, constatando la reducción del artefacto de iluminación (Figs. 3 y 4). Los resultados son mejores cuanto más estrecho es el corte, alcanzándose para un corte de 0,5 mm un valor doble de  $s/r$ .

La tabla II muestra los resultados obtenidos con la rata. Como ocurría antes, en todos los casos se consiguen valores

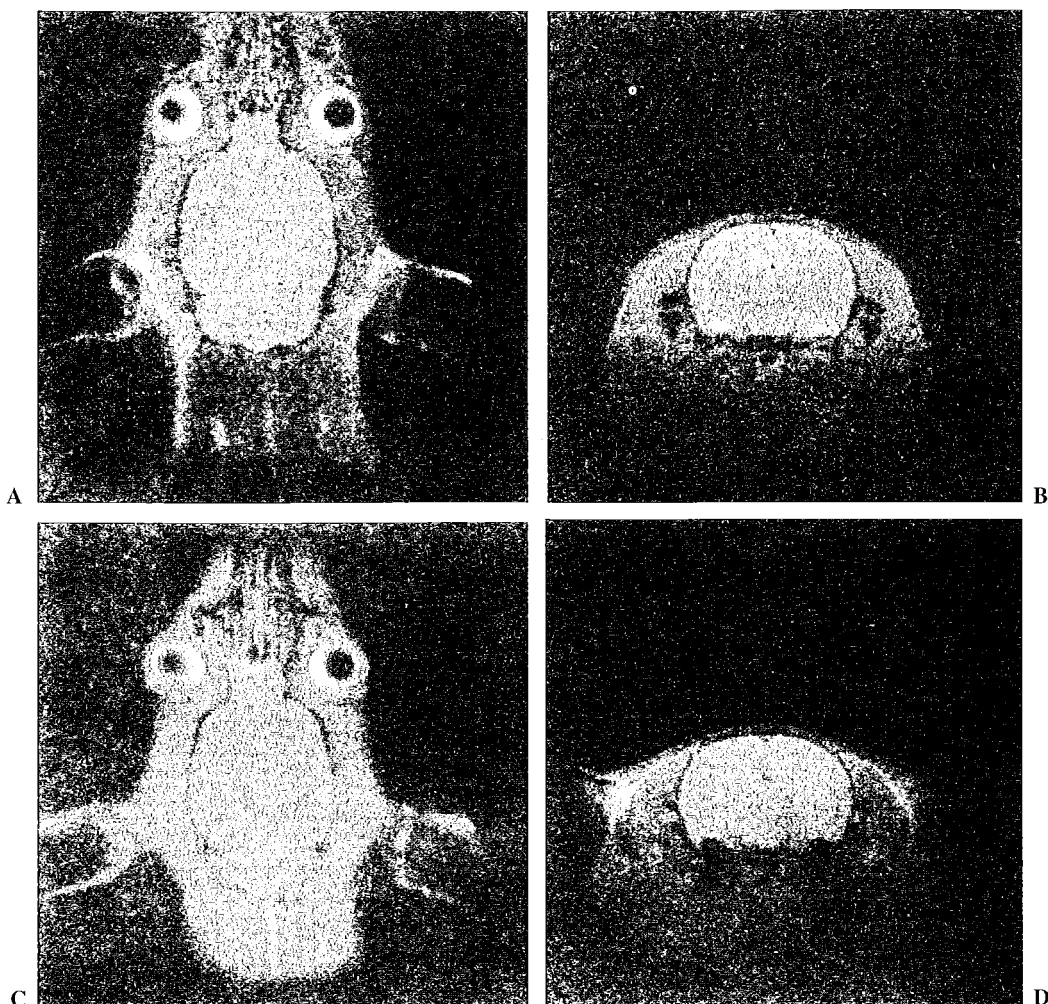


Fig. 3.—Imágenes de cabeza de rata obtenidas mediante la secuencia RARE para: A) y B) la sonda comercial; C) y D) sonda GBT-SS-1. A) y C) son cortes coronales y B) y D) son transversales. Se puede comprobar que para cortes estrechos las imágenes con la sonda comercial presentan mucho ruido. Detalles en el texto.

de relación  $s/r$  muy superiores con las sondas GBT-SS. De la misma forma, cuanto más estrecho es el corte, mayor es la calidad de las imágenes conseguidas con el prototipo, ya que presentan menos ruido, así como un incremento de la resolución por una disminución del efecto de volumen parcial al poder reducir el grosor de rodaja (Fig. 3).

Ejemplo de ello son las imágenes obtenidas con la sonda GBT-SS-1 de tres cortes consecutivos de 1 mm de espesor del nervio óptico de ratas de laboratorio (Fig. 5), en las que se diferencia perfectamente el nervio óptico desde su comienzo en el punto ciego del globo ocular hasta la conexión del mismo con el encéfalo en el quiasma óptico, que es para lo que fue concebida inicialmente la sonda. La sonda GBT-SS-2 ha permitido obtener imágenes de alta resolución de la rodilla de un conejo de laboratorio con cortes de 0,5 mm (Fig. 6).

Existe un indicativo adicional que confirma la superioridad de las sondas GBT-SS frente a las comerciales: la etapa amplificadora de entrada del equipo de resonancia trabaja con una ganancia constante, realizando una serie de ajustes previos sobre un atenuador programable, de modo que el re-

ceptor no se sature y, por tanto, la digitalización de la señal captada sea óptima. Conforme aumenta el nivel de la señal detectada mayor ha de ser la atenuación: la sonda GBT-SS-1 ha necesitado siempre una atenuación de 7 dB por encima de la que necesita la sonda comercial, lo que significa que su sensibilidad es muy superior (aproximadamente un factor 5). De este modo se confirma indirectamente el incremento de la relación  $s/r$  medido anteriormente.

## DISCUSIÓN

A la vista de los resultados cuantitativos y cualitativos mostrados anteriormente hemos demostrado la mejor calidad de las sondas diseñadas específicamente para una aplicación concreta. Aunque la sonda Bruker puede ser utilizada con un propósito general, presenta dos problemas importantes:

- La anchura de corte mínimo que permite una resolución aceptable es de 2 mm, pues con cortes de 1 mm la imagen presenta una gran cantidad de ruido. Esto sig-

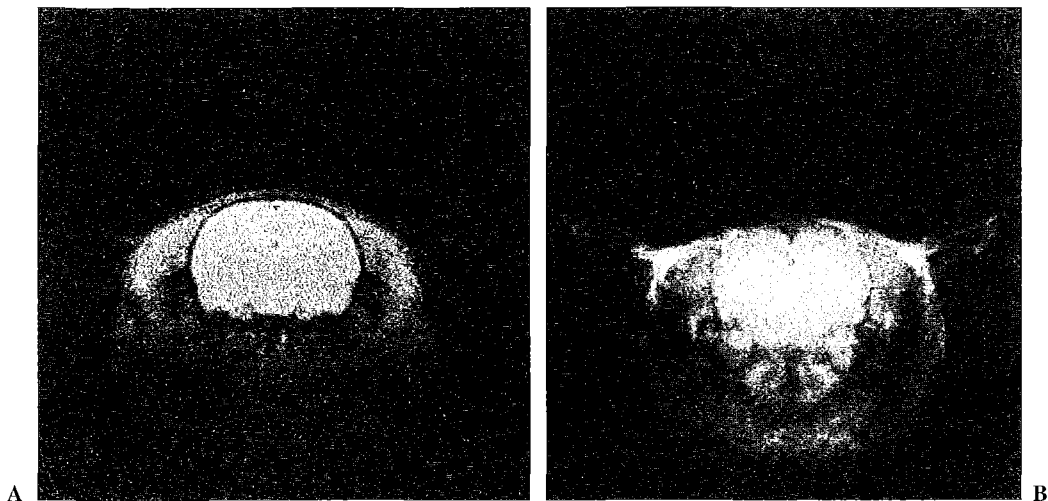


Fig. 4.—Imágenes de cabeza de rata obtenidas mediante la secuencia RARE para: A) la sonda comercial; B) sonda GBT-SS-1. La imagen A presenta un artefacto de iluminación importante, con zonas de mayor intensidad. Este efecto desaparece en la imagen B, que es muy homogénea. Con la sonda GBT-SS-1 es posible tener una relación espacial más elevada (22 mm). Detalles en el texto.

nifica que con esta sonda no es posible reducir demasiado el tamaño del voxel sin deteriorar significativamente la resolución de la imagen (Fig. 3).

- La profundidad del campo visual de la muestra no supera nunca los 15 mm, lo que implica que todos los tejidos que se encuentren a una distancia superior no se podrán observar (Fig. 4). El problema de la sonda es que para facilitar su sujeción mecánica está adherida sobre la parte interior de una caja de metacrilato, por lo que pierde campo visual en el plano perpendicular en una distancia igual al grosor de la pared de la caja. Cuanto más alejado de la sonda se encuentre un determinado tejido de la muestra menor será el valor de la sensibilidad para dicho tejido.

TABLA II

COMPARACIÓN DE LA RELACIÓN SEÑAL-RUIDO ( $s/r$ ) OBTENIDA SOBRE DISTINTAS IMÁGENES DE LA CABEZA DE UNA RATA WISTAR

Caráct. imagen			Sonda comercial				Sonda GBT-SS-1			
Sección	Corte (mm)	Vol. pixel (mm <sup>3</sup> )	(s/r) <sub>1</sub> (nat)	(s/r) <sub>1</sub> (dB)	(s/r) <sub>2</sub> (nat)	(s/r) <sub>2</sub> (dB)	(s/r) <sub>1</sub> (nat)	(s/r) <sub>1</sub> (dB)	(s/r) <sub>2</sub> (nat)	(s/r) <sub>2</sub> (dB)
Coronal	1	0,038	3,80	9,19	5,37	7,30	20,78	13,17	13,61	11,34
Coronal	2	0,072	15,61	11,93	10,21	10,09	31,33	14,96	20,55	13,13
Coronal	3	0,114	17,77	12,50	11,62	10,65	38,27	15,83	25,09	13,99
Transversal	1	0,038	12,72	11,04	8,34	9,21	21,53	13,33	14,21	11,52
Transversal	2	0,072	23,34	13,68	15,37	11,87	40,71	16,10	26,86	14,29
Transversal	3	0,114	27,63	14,41	18,19	12,60	70,86	18,50	46,73	16,70

Detalles en el texto. Vol. pixel: Volumen del pixel. ( $s/r$ )<sub>1</sub>: Relación señal-ruido calculada como el cociente entre el valor medio de la señal homogénea y la desviación estándar del ruido de la imagen. ( $s/r$ )<sub>2</sub>: Relación señal-ruido calculada a partir de las expresiones obtenidas por Henkelman. (nat): Relación señal-ruido en unidades naturales. (dB): Relación señal-ruido en decibelios.

Para que los resultados obtenidos con una sonda de superficie sean óptimos es necesario que esté concebida a la medida y forma de la región que se quiere estudiar para que los mapas de sensibilidad de dicha región sean muy uniformes. Por otro lado, la electrónica que lleva asociada la sonda debe ser diseñada de modo que los distintos mecanismos de pérdidas se reduzcan. Las sondas GBT-SS-1 y GBT-SS-2 cumplen con estas condiciones y se ha comprobado que los resultados superan los obtenidos con la sonda de superficie comercial de propósito general. La mejora en la resolución de las imágenes obtenidas con estas sondas queda patente en las imágenes mostradas en las figuras 3, 4, 5 y 6.

Con estas sondas los problemas antes comentados quedan solucionados. Así la sonda GBT-SS-1 permite distinguir estructuras más pequeñas que las que se distinguen con la sonda comercial (Fig. 3). Con esta sonda la imagen obtenida es mucho más homogénea, es decir, disminuye el artefacto de iluminación, debido a que ésta se ha adaptado a la cabeza de la rata en la zona donde el mapa de sensibilidad es más uniforme, por lo que se mejora la resolución espacial.

Además es posible obtener señal procedente de tejidos que se encuentran a una profundidad con respecto al plano de la sonda de hasta 22 mm, mientras que esta distancia para la sonda comercial era algo inferior a 15 mm (Fig. 4). Este incremento del campo visual ha permitido, a diferencia de la sonda comercial, observar toda la cabeza de la rata con la sonda GBT-SS-1.

Como conclusión final se puede extraer el hecho de que mediante una clara especificación del problema y un análisis detallado de la región anatómica a explorar es posible construir una sonda de superficie específica para esa determinada aplicación, lo que permitirá obtener imágenes de mayor calidad. Asimismo queremos destacar que la calidad final de la imagen va a depender en mayor medida del diseño de la sonda de superficie y no tanto de la intensidad del campo magnético principal inducido por el imán, como es la creencia habitual.



Fig. 5.—Imágenes del nervio óptico mediante la secuencia MSME con la sonda GBT-SS-1. Los cortes son consecutivos, siendo el más profundo el de la izquierda. Detalles en el texto.

Estos resultados obtenidos sobre animales de laboratorio y fantasmas son perfectamente extrapolables a aplicaciones con humanos y por esa razón actualmente el Grupo de Bioingeniería y Telemedicina de la UPM está desarrollando nuevos tipos de sonda de superficie tanto para la experimentación con animales como para uso humano. Estas sondas son sintonizables para distintos núcleos como son  $^{13}\text{C}$  y  $^{31}\text{P}$ . Concretamente se ha construido una sonda para visualización del ojo humano que está en fase de prueba clínica.

## AGRADECIMIENTOS

Agradecemos la colaboración de todos los miembros de la Unidad de Resonancia Magnética del Instituto Pluridiscipli-

nar de la UCM, y en especial a Marien Fernández-Valle y Margarita Izquierdo, por su asistencia con el instrumento.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Hoult DI, Richards RE. The signal-to-noise ratio of the nuclear magnetic resonance experiment. *J Mag Reson.* 1976;24:71-85.
2. Hoult DI, Lauterbur PC. The sensitivity of the zeugmatographic experiment involving human samples. *J Man Reson.* 1985;34:425-433.
3. Evelhoch JL, Crowley MG, Ackerman JJH. Signal-to-noise optimization and observed volume localization with circular surface coils. *J Man Reson.* 1984;56:110-124.
4. Chen C-N, Hoult DI. Signal and noise. *Biomedical magnetic resonance technology.* 1.<sup>a</sup> ed. Bristol and New York: Adam Hilger, 1989:117-145.
5. Mansfield P, Morris PG. Some hardware consideration. *NMR imaging in biomedicine.* 1.<sup>a</sup> ed. New York: Academic Press, 1982:289-297.
6. Sobol WT. Dedicated coils in magnetic resonance imaging. *Rev of Man Reson Med.* 1986;1:181-224.
7. Murphy MK, Fernández EJ, Clark DS. A comparison of three radiofrequency coils for NMR studies of conductive samples. *Man Reson Med.* 1989;12:382-389.
8. Ramo S, Whinnery JR, Van Duzer T. The electromagnetics of circuits. *Fields and waves in communication electronics.* 2.<sup>a</sup> ed. New York: J. Wiley & Sons, 1965:178-183.
9. Budinger TF. Health effects of *in vivo* nuclear magnetic resonance. *IEEE Engineering in medicine and biology magazine,* 1985:31-38.
10. Shellock FG. MRI biologic effects and safety considerations. En: Higgins CB, Hricak H, Helms CA. *Magnetic resonance imaging of the body.* 2.<sup>a</sup> ed. New York: Raven Press, 1992:233-265.
11. Decors M, Blondet P, Reutenauer H, Albrand JP, Remy C. An inductively coupled, series-tuned NMR probe. *J Magn Reson.* 1985;65:100-109.
12. Froncisz W, Jesmanowicz A, Hyde JS. Inductive (flux linkage) coupling to local coils in magnetic resonance imaging and spectroscopy. *J Magn Reson.* 1986;66:135-143.
13. Henning J, Nauert A, Friedburg H. RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR. *Magn Reson Med.* 1986;3:823-833.
14. Henkelman M. Measurement of signal intensities in the presence of noise in MR images. *Med Phys.* 1985;12:232-233.

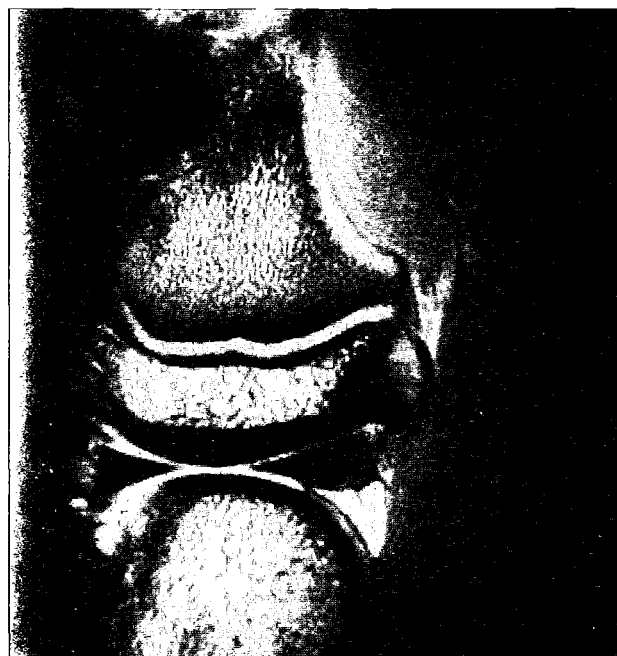
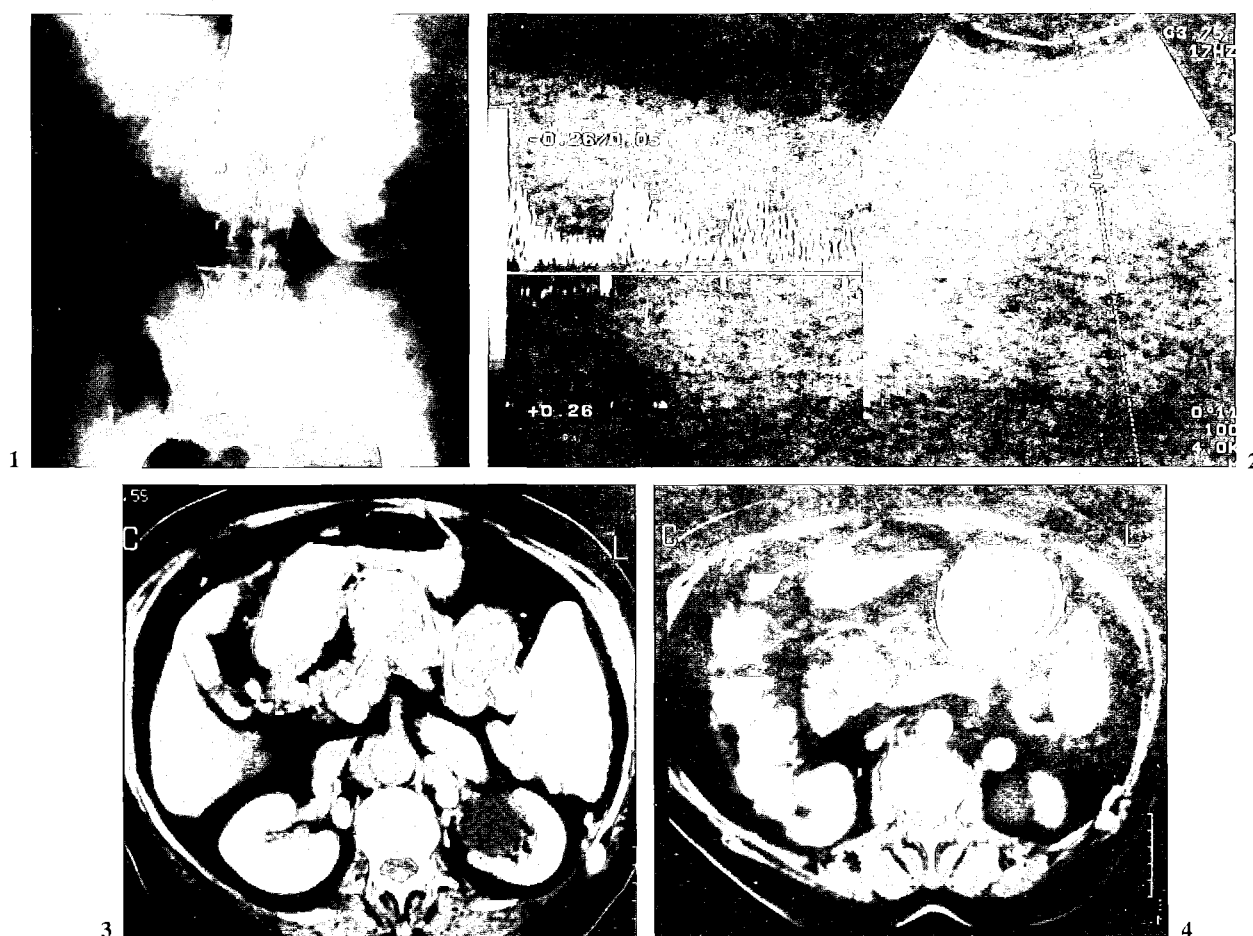


Fig. 6.—Imagen de rodilla de un conejo de laboratorio mediante la secuencia RARE con la sonda GBT-SS-2. Detalles en el texto.

## CASOS EN IMAGEN: 2

Juan Luis Cervera • Francisca Sánchez • M.<sup>a</sup> Nieves N. Alegre

*Servicio de Radiodiagnóstico. Hospital «Severo Ochoa». Leganés (Madrid).*



Mujer de 72 años de edad que ingresa en el hospital para tratamiento quirúrgico de adenocarcinoma de endometrio. Entre los antecedentes clínicos de la paciente figuran tres embarazos con partos eutócicos y diabetes tipo II.

*Comentario en la página 73*